



HAL
open science

Microscopie tomographique diffractive : principe et applications

Bertrand Simon, Jonathan Bailleul, Matthieu Debailleul, Olivier Haeberlé

► **To cite this version:**

Bertrand Simon, Jonathan Bailleul, Matthieu Debailleul, Olivier Haeberlé. Microscopie tomographique diffractive : principe et applications. Spectra Analyse, 2010, 275, pp.26. hal-00840311

HAL Id: hal-00840311

<https://hal.science/hal-00840311v1>

Submitted on 24 Mar 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial 4.0 International License

Microscopie tomographique diffractive : principe et applications

B. SIMON, J. BAILLEUL, M. DEBAILLEUL, O. HAEBERLÉ¹

RÉSUMÉ

Les techniques de microscopie de phase connaissent un regain d'intérêt car elles permettent l'observation de spécimens sans marquage et avec une très bonne résolution temporelle. La microscopie tomographique diffractive est une extension de la microscopie holographique, qui permet des observations en trois dimensions avec une résolution meilleure que les microscopies en lumière incohérente. Nous en présentons les principes et quelques résultats obtenus, ainsi que certaines extensions de cette technique prometteuse pour l'observation 3D de spécimens microscopiques d'origine naturelle ou artificielle.

MOTS-CLÉS

microscopie, tomographie, imagerie hybride, problèmes inverses

Tomographic diffractive microscopy : principle and applications

SUMMARY

Phase microscopy techniques have experienced a regain of interest, because they allow for the observation of unprepared specimens with an excellent temporal resolution. Tomographic diffractive microscopy is an extension of holographic microscopy, which permits three-dimensional observations with a resolution better than microscopies using incoherent light. We briefly present its principles and some results, and discuss further extensions of this promising technique for 3D observation of microscopic specimens from natural or artificial origin.

KEYWORDS

microscopy, tomography, hybrid imaging, inverse problems

I- Introduction :

Le microscope optique est un instrument de choix pour l'étude des systèmes biologiques, car il permet des observations en trois dimensions sur des spécimens vivants. Si les techniques de microscopie de fluorescence sont la référence du domaine, il est des cas où l'on préfère/doit éviter l'utilisation de marqueurs fluorescents. Ces dernières années ont ainsi vu le développement de techniques d'imagerie sans marquage telle la génération de seconde ou troisième harmonique, les microscopies Raman et CARS ou plus récemment la microscopie par émission stimulée. La microscopie holographique est une autre technique d'imagerie sans marquage, utilisant une illumination en lumière cohérente, et basée sur la mesure du champ diffracté par le spécimen en amplitude et en phase (et non simplement en intensité). La microscopie tomographique diffractive en est une extension, qui combine holographie et tomographie par changement des conditions d'illumination du spécimen. On peut ainsi effectuer une cartographie tridimensionnelle de la distribution des indices optiques dans le

spécimen observé, et ce, avec une résolution au moins deux fois meilleure que les microscopies traditionnelles en lumière incohérente.

II- Microscopie de contraste

L'observation de spécimens non préparés se heurte souvent au très faible contraste que ceux-ci présentent en microscopie en transmission. La technique la plus simple consiste alors à augmenter ce contraste par l'utilisation d'agents marquants spécifiques (1). Si cette technique est bien adaptée aux spécimens fixés, elle n'est guère possible sur le vivant. La microscopie de fluorescence (2) est actuellement très développée, et donne des résultats remarquables, mais l'obligation ou la difficulté du marquage fait que dans certains cas, on préfère imager le spécimen sans préparation. Les techniques de microscopie de seconde (3,4) ou troisième (5) harmonique, ou les microscopies Raman (6) et CARS (7) permettent un contraste basé sur les propriétés optiques du spécimen, ou physico-chimiques respectivement, mais font appel à une instrumentation coûteuse et délicate

¹Laboratoire MIPS – EA2332, Université de Haute-Alsace – IUT Mulhouse – 61 rue A. Camus – F-68093 Mulhouse Cedex – Tél : 03 89 33 76 60 – Fax : 03 89 33 76 05
Email : olivier.haerberle@uha.fr

à mettre en œuvre (lasers femtoseconde), ce qui limite actuellement leur diffusion.

Les techniques de microscopie de contraste de phase (8,9) et de contraste de phase différentiel (10-11) permettent de visualiser les variations d'indice dans les spécimens observés, mais restent des techniques essentiellement qualitatives. Par contre, elles sont très simples à mettre en œuvre.

III- Microscopie de phase

Les processus de formation des images en microscopie en lumière incohérente, et l'enregistrement d'images en intensité seulement font qu'il est impossible de relier simplement les niveaux d'intensité lumineuse mesurés à la grandeur physique caractérisant le spécimen non marqué : la distribution 3D de l'indice optique et de l'absorption (12,13).

On peut dans certains cas, et sous certaines hypothèses, reconstruire cette distribution à partir d'une ou plusieurs mesures. On parle alors de microscopie de phase quantitative. Ce type de microscopie est basé soit sur une reconstruction numérique du champ diffracté par le spécimen, généralement à partir de plusieurs mesures en intensité uniquement et en faisant varier un paramètre (par exemple la focalisation), soit sur une mesure de ce champ par des dispositifs interférométriques (14) ou des analyseurs de phase apparus plus récemment (15).

La Figure 1 (16) montre différents éléments optiques transparents observés en microscopie holographique en transmission. Une cartographie de phase est ainsi construite avec une grande précision. Mais ces différences de phases correspondent à une combinaison de variations de profils et/ou de variations d'indice. De ce fait, on ne peut directement reconstruire un objet en 3D. Dans le cas d'éléments optiques pour lesquels l'indice du matériau est connu, on peut alors découpler les deux contributions, et reconstruire par profilométrie la géométrie de l'objet observé avec une très grande précision, de l'ordre de quelques nanomètres. Cette méthode s'applique aussi pour des mesures en réflexion. Dans ce cas, la différence de chemin optique mesurée est directement transformée en différence d'altitude de l'objet observé, car l'indice du milieu est parfaitement connu, ce qui permet la reconstruction du profil des objets observés avec une très grande précision.

D'abord appliquées à des structures artificielles, les techniques de microscopie de phase ont très vite démontré leur intérêt pour l'étude de spécimens biologiques. La Figure 2 (15) compare l'image en intensité uniquement et l'image en phase de cellules vivantes non marquées, obtenue par la technique d'interférométrie à décalage multilatéral, qui a pour avantage de ne pas utiliser un interféromètre en lumière cohérente avec un bras de référence comme en microholographie.

La différence de phase mesurée est convertie en épaisseur optique par rapport à la longueur d'onde d'observation. On notera la richesse d'information visible en imagerie de phase par rapport à l'imagerie d'intensité seule. Par contre, l'indice du spécimen observé n'étant pas homogène, et son profil n'étant pas connu, on ne peut découpler l'influence du profil physique de l'influence des variations d'indices dans l'image obtenue, qui cartographie en fait des différences de chemin optique, produit de l'indice par l'épaisseur traversée.

Les progrès constants de l'informatique et des capteurs numériques ont rendu viables ces méthodes, et la technique de microscopie holographique a maintenant dépassé le stade du développement de laboratoire, et est même commercialisée pour des mesures en transmission

Figure 1

Imagerie de phase en transmission d'éléments optiques en quartz observés en microscopie holographique (a) : lentille cylindrique. (b) : lentille circulaire. (c) : réseau de lentilles (tiré de la référence (16)).

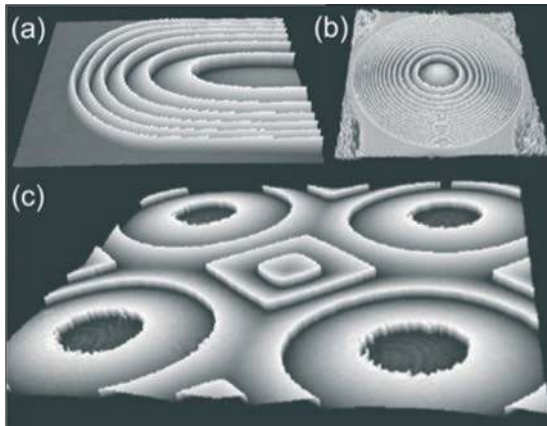
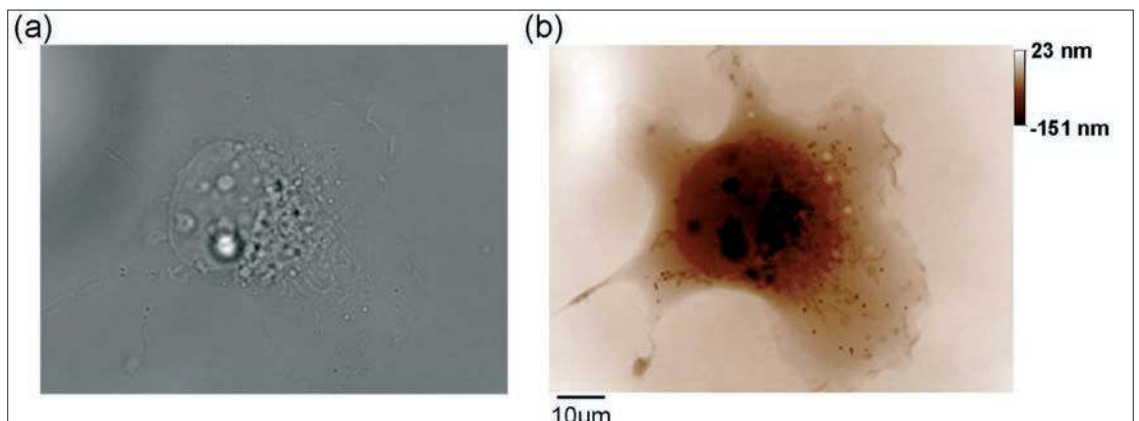


Figure 2

(a) image en intensité (b) image en phase de cellules COS-7 observées en microscopie de phase quantitative par la technique d'interférométrie à décalage multilatéral (tiré de la référence (15)).



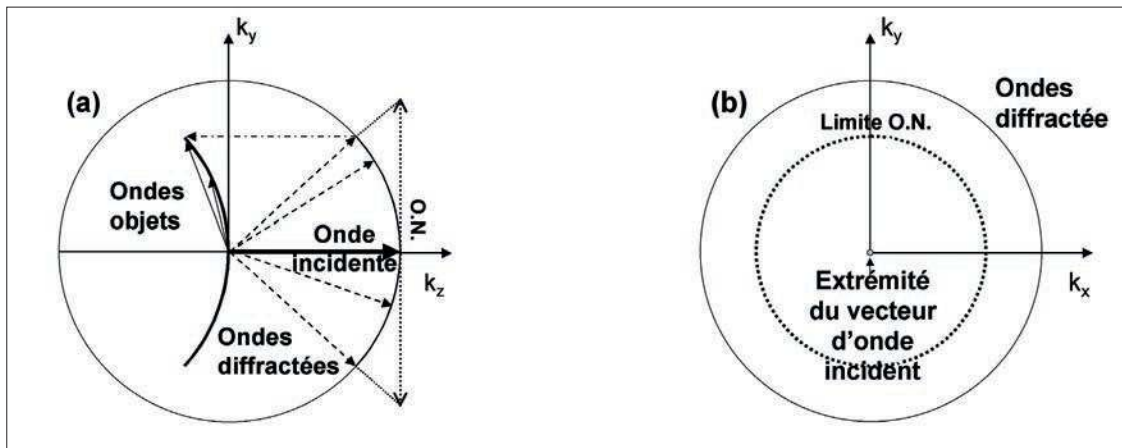


Figure 3
Principe de l'acquisition de l'information en microscopie diffractive dans l'espace de Fourier. (a) : dans le plan longitudinal (x-z). (b) : dans le plan transversal (x-y) (inspiré de la référence (12)).

ou en réflexion, avec des possibilités d'imagerie à haute cadence (17).

On peut dans certains cas découpler l'indice et l'épaisseur du spécimen observé afin d'obtenir une image de forme et d'indice (18), mais la limitation principale de la microscopie de phase est sa mauvaise résolution axiale (alors que la précision de mesure est celle de l'interférométrie), ce qui limite ses capacités d'imagerie 3D de spécimens transparents.

La Figure 3 résume schématiquement le processus de formation d'image en lumière cohérente pour la microscopie holographique (12,13). Par souci de simplification, une représentation 2D selon les plans (x-y) ou (x-z) est donnée. Dans le cadre de la première approximation de Born (19), l'onde incidente diffractée par le spécimen s'écrit comme une superposition d'ondes planes, dont les extrémités des vecteurs d'ondes décrivent dans l'espace de Fourier la sphère d'Ewald (cercle trait fin). Les amplitudes de ces ondes planes ne sont rien d'autre que les coefficients de la transformée de Fourier de la distribution 3D des indices optiques du spécimen observé (20). Une partie de ces ondes diffractées est collectée par l'objectif, qui est limité par son ouverture numérique (O.N.). De la sphère d'Ewald, on n'enregistre donc qu'une petite partie en forme de calotte de sphère.

On relie les fréquences spatiales ainsi mesurées aux fréquences spatiales de l'objet à l'aide de la conservation du moment, et l'on replace donc les fréquences objets dans l'espace de Fourier (arc de cercle trait épais et cercle en pointillé). Une transformée de Fourier 3D fournit alors une image 3D de la distribution des indices optiques dans le spécimen. Le lecteur intéressé trouvera dans les références 12 et 13 plus de détails relatifs à la théorie de la formation des images en microscopie holographique et tomographique.

En microscopie holographique classique, une seule direction d'illumination est utilisée, et la quantité d'information collectée est très limitée. Dans le plan (x-y) l'ensemble des fréquences objets capturées couvre un disque étendu et rempli, limité par l'ouverture numérique (cercle en pointillé), mais le long de l'axe optique z, très peu d'information est effectivement acquise. Pour des

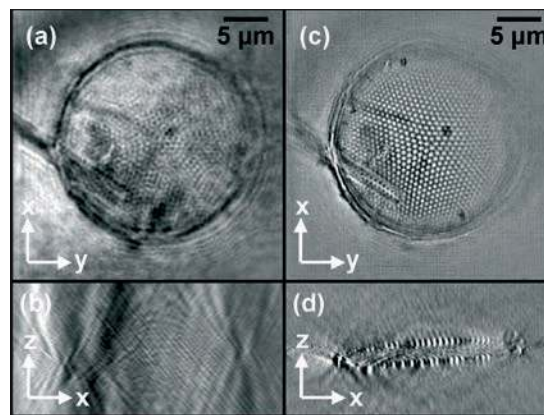


Figure 4
Frustule de diatomée (*Coccinodiscus* sp) observée en microscopie holographique (a,b) et en microscopie tomographique diffractive (c,d). La différence de résolution latérale, mais surtout axiale est notable (tiré de la référence (12)).

spécimens 3D transparents ou semi transparents, la résolution latérale obtenue est souvent suffisante, mais la discrimination axiale est très limitée, comme illustré par les Figures 4a à 4d, qui montrent les coupes en (x-y) et (x-z) de l'image 3D ainsi obtenue d'une frustule (coque siliceuse) de diatomée (*Coccinodiscus* sp) (12).

IV- Microscopie tomographique diffractive

Pour obtenir une meilleure imagerie 3D, il est nécessaire d'obtenir plus d'information du spécimen. Ceci se fait classiquement de deux manières : soit en changeant les conditions d'illumination du spécimen, soit en faisant tourner le spécimen sur lui-même.

La Figure 5 complète la Figure 3, et montre l'acquisition de l'information dans l'espace de Fourier lorsque l'on change la direction d'illumination, pour un microscope tomographique diffractif en transmission (21). Pour une incidence d'illumination inclinée (figure 5b), les fréquences acquises par le système optique sont les mêmes que pour une illumination à incidence normale (figure 5a). Par contre, leur remplacement dans l'espace des fréquences objets (figure 5c) montre la complémentarité des données acquises dans les deux cas (figures 5a et 5c). En procédant à un balayage complet de l'illumination avec la même ouverture numérique

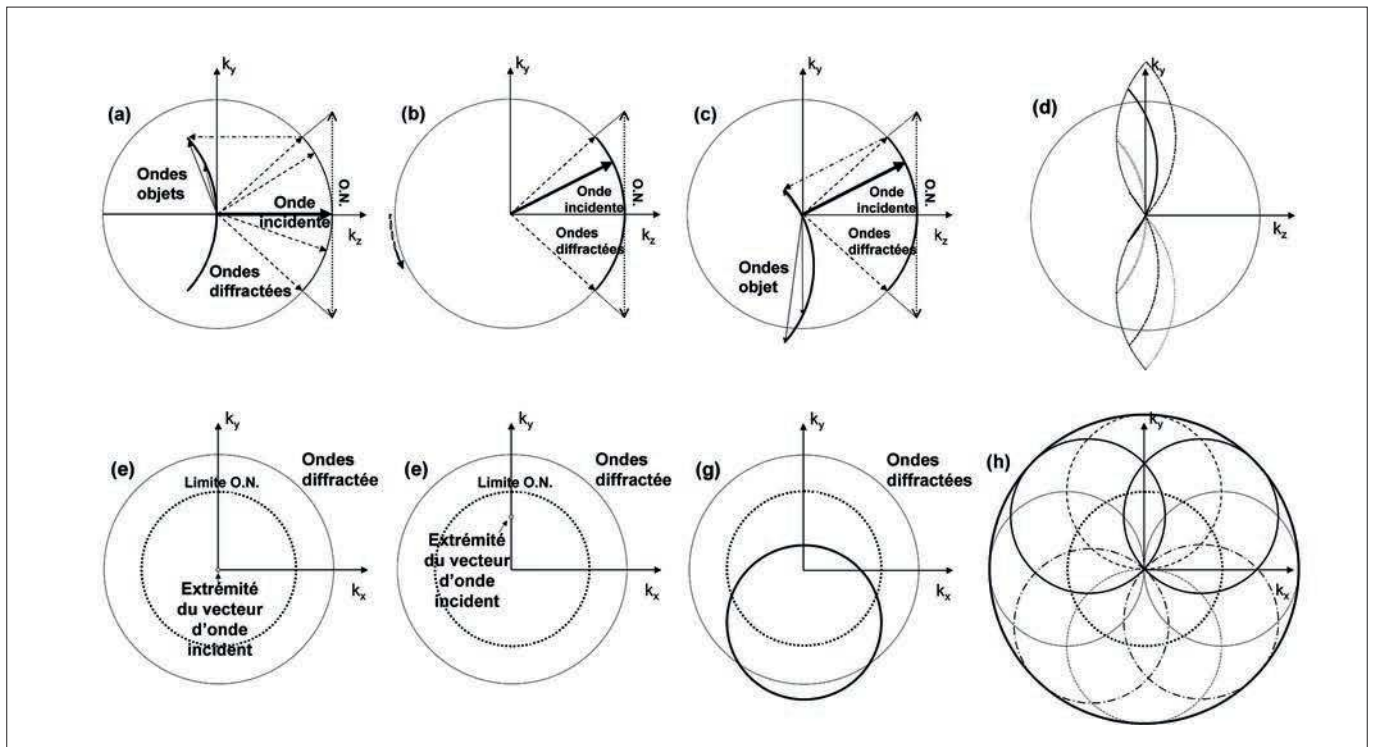
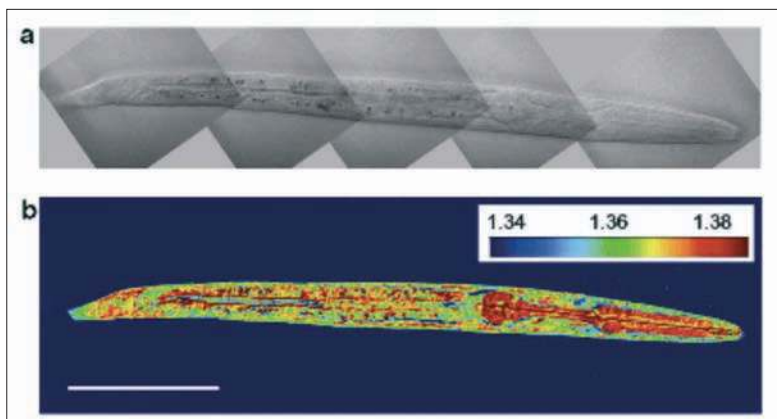


Figure 5

Principe de reconstruction des données en microscopie tomographique diffractive par balayage de l'illumination. (a-d) : dans le plan longitudinal (x-z). (e-f) : dans le plan transversal (x-y). Les figures (a) et (d), et (e) et (h) montrent la différence entre les espaces d'information accessible en microscopie holographique et en microscopie tomographique, respectivement.

Figure 6

Image d'un vers *C. Elegans* en intensité (a), et en indice (b), obtenue par microscopie tomographique en balayage de l'illumination, et par une reconstruction de Radon inverse. La barre fait 50µm (tiré de la référence (26)).



que pour la détection, l'espace des fréquences objets acquises prend la forme décrite par la Figure 5d. Les Figures 5e à 5h décrivent la même construction dans le plan (x-y).

L'extension spatiale de ce domaine est deux fois plus grande dans le plan x-y que pour la microscopie holographique, mais surtout, présente maintenant une extension non négligeable dans le plan (x-z). On attend donc une meilleure résolution latérale, mais surtout une meilleure capacité de discrimination le long de l'axe optique, comme illustré par les Figures 4c et 4d, acquises en microscopie tomographique diffractive, à comparer aux Figures 4a et 4b, acquises en microscopie holographique. En fait, on peut considérer que la microscopie holographique est un cas simplifié de la microscopie tomographique diffractive, avec une seule incidence d'illumi-

nation (22,23). La haute résolution accessible par cette technique a été récemment démontrée sur des échantillons tests (24), mais aussi sur des échantillons biologiques (25).

La difficulté de cette technique réside dans l'acquisition séquentielle des données, leur recombinaison correcte dans l'espace de Fourier, et dans la reconstruction numérique du spécimen observé. Notons qu'une approche simplifiée, basée sur la transformée de Radon, est aussi possible pour la reconstruction des données. Cette approche néglige la diffraction, et donc ne permet pas une aussi bonne résolution, mais est alors bien adaptée à l'étude de spécimens plus grands, comme l'illustre la Figure 6 (26), qui montre un vers *C. Elegans* complet imagé par cette technique et compare l'information accessible en microscopie d'intensité uniquement et en microscopie tomographique.

La seconde technique consiste à imager le spécimen en lui imprimant une rotation sur lui-même. L'intérêt principal de cette technique est qu'elle permet d'obtenir une résolution isotrope ou quasi-isotrope. La Figure 5 montre que l'extension latérale du support de fréquences est bien plus grande que son extension longitudinale lorsque l'on réalise une tomographie par balayage de l'illumination. De plus, comme pour tous les microscopes en transmission, on note un cône de fréquences manquantes le long de l'axe optique. Ceci se traduit par une résolution latérale meilleure que la résolution longitudinale, et par une déformation des petites structures le long

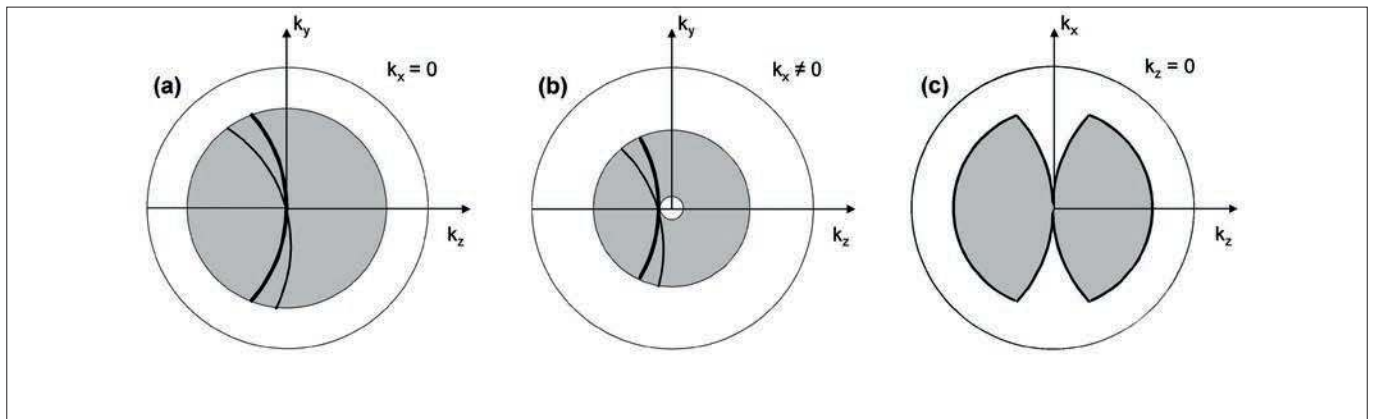


Figure 7

Principe de reconstruction des données en microscopie tomographique diffractive par rotation du spécimen autour de l'axe x . (a) : dans le plan longitudinal (y - z) selon l'axe optique. (b) dans un plan longitudinal (y - z) hors axe optique. (c) : dans le plan longitudinal (x - z) selon l'axe optique. En gris : le domaine de fréquences spatiales couvert pour une rotation continue de l'objet sur 360° (inspirée de la référence (13)).

de l'axe optique, comme on peut le voir sur la Figure 4d. La Figure 7 montre la construction de l'espace des fréquences acquises lorsque l'on fait tourner le spécimen sur lui-même. S'il subsiste un espace de fréquences manquantes le long de l'axe de rotation du spécimen sur lui-même (27), le remplissage de l'espace des fréquences acquises est bien plus complet. Par contre, son extension est moindre que pour la tomographie en balayage de l'illumination. De plus, la rotation du spécimen sous le système d'acquisition impose l'utilisation d'objectifs à plus grande distance de travail, et donc à plus faible ouverture numérique. On attend donc après reconstruction numérique des images une résolution spatiale (quasi) isotrope, mais plus faible latéralement que dans le cas précédent. Cette approche permet aussi des reconstructions basées sur la transformée de Radon, comme illustré par la Figure 8, qui montre une amibe observée par cette technique (28, 29). Mais l'approche tenant compte de la diffraction est à privilégier lorsqu'une grande résolution est nécessaire, comme l'ont montré, entre autres, Gorski et Osten (30), qui ont aussi illustré certains artefacts de reconstruction induits par les méthodes négligeant la diffraction.

V- Conclusion et perspectives

La microscopie de phase quantitative et la microscopie tomographique diffractive par balayage de l'illumination ou par rotation du spécimen ouvrent de nouvelles perspectives pour l'étude de spécimens microscopiques transparents sans marquage, avec des applications très diverses en biologie, physique des matériaux, contrôle qualité, profilométrie de surface etc... D'autres approches, complémentaires, sont en cours de développement : tomographie par variation de la longueur d'onde d'illumination (31, 32), tomographie en réflexion pour une résolution améliorée en 2D (33) ou en 3D (34), tomographie combinant transmission et réflexion pour obtenir une résolution augmentée et isotrope (21). Récemment

a été proposée une nouvelle approche qui devrait permettre de simplifier les systèmes optiques tout en conservant l'optimum des performances (35). On obtient ainsi une information physique nouvelle dans celui-ci, information impossible ou très difficilement accessible aux microscopies basées sur une mesure d'intensité uniquement, et ceci, avec une précision qui est celle de l'interférométrie, et/ou avec une résolution augmentée.

Les applications des approches actuelles sont limitées au cas des spécimens faiblement diffractants. Pour des spécimens fortement diffractants (diélectriques à fort indice, métaux) de nouvelles méthodes d'inversion non-linéaire permettent dans certains cas d'augmenter encore la précision et la résolution (36, 37) (au prix de calculs numériques beaucoup plus intensifs).

Ces techniques d'imagerie hybride, combinant nouvelles méthodes d'enregistrement de l'information et reconstruction numérique des images vont tout naturellement bénéficier des progrès constants en termes de vitesse et capacité de calcul numérique des ordinateurs, de vitesse d'acquisition et de sensibilité des détecteurs, et devraient donc connaître un fort développement ces prochaines années.

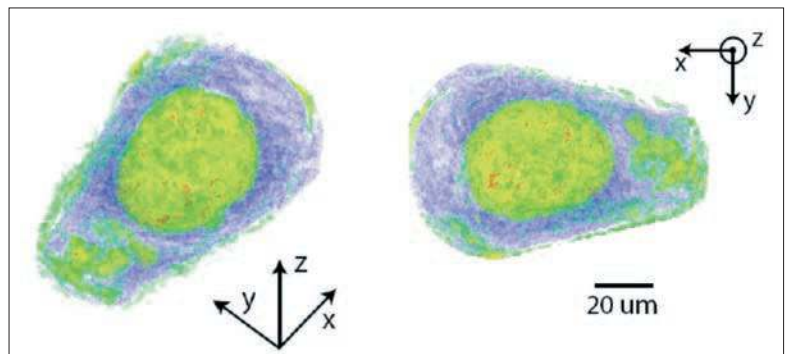


Figure 8

Amibe observée en microscopie tomographique par rotation du spécimen. Code couleur : bleu : 1.448-1.467, vert : 1.474-1.478, jaune : 1.478-1.493, rouge : 1.493-1.513. Blanc : indice du milieu d'immersion spécimen (tiré de la référence (28)).

BIBLIOGRAPHIE

- (1) MURPHY D., "Fundamentals of Light Microscopy and Digital Imaging", Wiley-Liss, New York, 2001.
- (2) WOLF DE, Fundamentals of Fluorescence and Fluorescence Microscopy, *Methods in Cell Biology*, 2007, 81, 63-91, doi : 10.1016/S0091-679X(06)81005-8.
- (3) CAMPAGNOLA PJ *et al.*, High-resolution nonlinear optical imaging of live cells by second harmonic generation, *Biophys. J.*, 1999, 77, 3341-3349, doi : 10.1016/S0006-3495(99)77165-1.
- (4) MOREAUX L. *et al.*, Membrane imaging by simultaneous second-harmonic generation and two-photon microscopy, *Opt. Lett.*, 2000, 25, 320-322, doi:10.1364/OL.25.000320.
- (5) ORON D. *et al.*, Depth-resolved structural imaging by third-harmonic generation microscopy, *J. Struct. Biol.*, 2004, 147, 3-11, doi : 10.1016/S1047-8477(03)00125-4.
- (6) TURRELL G., CORSET J., "Raman Microscopy. Developments and Applications" eds., *Academic Press*, London, 1996.
- (7) NAN X., JX CHENG, XIE XS, Vibrational imaging of lipid droplets in live fibroblast cells with coherent anti-stokes raman scattering microscopy, *J. Lipid Res.*, 2003, 44, 2202-2208, doi : 10.1194/jlr.D300022-JLR200.
- (8) ZERNIKE F., Phase contrast, a new method for the microscopic observation of transparent objects, *Physica*, 1942, 9, 686-698, doi :10.1016/S0031-8914(42)80035-X.
- (9) ZERNIKE F., Phase contrast, a new method for the microscopic observation of transparent objects part II, *Physica*, 1942, 9, 974-986, doi : 10.1016/S0031-8914(42)80079-8.
- (10) NOMARSKI G., From phase contrast to contrast by interference, *Rev. Hematol.*, 1957, 12, 439-442.
- (11) ALLEN RD, DAVID GB, NOMARSKI G., The zeiss-Nomarski differential interference equipment for transmitted-light microscopy, *Z. Wiss. Mikrosk.*, 1969, 69, 193-221.
- (12) HAEBERLÉ O., SENTENAC A., GIOVANINNI H., "An introduction to diffractive tomographic microscopy", in *Modern Research and Educational Topics in Microscopy*, Vol. II Editors: Antonio Mendez Vilas, Jesus Diaz Alvarez Formatex Badajoz, Spain, 2007.
- (13) HAEBERLÉ O. *et al.*, Tomographic diffractive microscopy : basics, techniques and perspectives, *J. Mod. Opt.*, 2010, 57, 686-699, doi : 10.1080/09500340.2010.493622
- (14) JUEPTNER W., SCHNARS U., "Digital Holography Digital Hologram Recording, Numerical Reconstruction, and Related Techniques", *Springer, Berlin*, 2005.
- (15) BON P, *et al.*, Quadriwave lateral shearing interferometry for quantitative phase microscopy of living cells, *Opt. Expr.*, 2009, 17, 13080-13094, doi : 10.1364/OE.17.013080.
- (16) CHARRIÈRE F., *et al.*, Characterization of microlenses by digital holographic microscopy, *Appl. Opt.*, 2006, 45, 829-835, doi : 10.1364/AO.45.000829.
- (17) voir par exemple www.lynceotec.com
- (18) RAPPAZ B, *et al.*, Measurement of the integral refractive index and dynamic cell morphometry of living cells with digital holographic microscopy, *Opt. Expr.*, 2005, 13, 9361-9373, doi : 10.1364/OPEX.13.009361.
- (19) BORN M., WOLF E., "Principles of Optics", Cambridge University Press, Cambridge, 1999.
- (20) WOLF E., Three dimensional structure determination of semi-transparent objects from holographic data, *Opt. Comm.*, 1969, 1, 153-156, doi : 10.1016/0030-4018(69)90052-2.
- (21) LAUER V., New approach to optical diffraction tomography yielding a vector equation of diffraction tomography and a novel tomographic microscope, *J. Microsc.*, 2002, 205, 165-176, doi : 10.1046/j.0022-2720.2001.00980.x.
- (22) SIMON B., *et al.*, Tomographic diffractive microscopy of transparent samples, *Eur. Phys. J. App. Phys.*, 2008, 44, 29-35, doi : 10.1051/epjap:2008049.
- (23) DEBAILLEUL M., *et al.*, Holographic microscopy and diffractive microtomography of transparent samples, *Meas. Sci. Technol.*, 2008, 19, 074009, doi : 10.1088/0957-0233/19/7/074009.
- (24) DEBAILLEUL M. *et al.*, High-resolution three-dimensional tomographic diffractive microscopy of transparent inorganic and biological samples, *Opt. Lett.*, 2009, 34, 79-81, doi : 10.1364/OL.34.000079.
- (25) SIMON B., *et al.*, High-resolution tomographic diffractive microscopy of biological samples, *J. Biophoton.*, 2010, 3, 462-467, doi : 10.1002/jbio.200900094.
- (26) CHOI W. *et al.*, Tomographic phase microscopy, *Nature Meth.*, 2007, 4, 717-719, doi : 10.1038/nmeth1078.
- (27) VERTU S. *et al.*, Diffraction microtomography with sample rotation: influence of a missing angle core in the recorded frequency space, *Centr. Eur. J. of Phys.*, 2009, 7, 22-31, doi : 10.2478/s11534-008-0154-6 .
- (28) BERGOËND I., PAVILLON N., CHARRIÈRE F., DEPEURSINGE C., "Optical tomography with digital holographic microscopy", 3rd EOS Topical Meeting on Optical Microsystems (OpS'09), 27th - 30th September 2009, Capri, Italy, ISBN 978-3-00-024191-8
- (29) CHARRIÈRE F. *et al.*, Living specimen tomography by digital holographic microscopy: morphometry of testate amoeba, *Opt. Expr.*, 2006, 14, 7005-7013, doi : 10.1364/OE.14.007005.
- (30) GORSKI W., OSTEN W., Tomographic imaging of photonic crystal fibers, *Opt. Lett.*, 2007, 32, 1977-1979, doi : 10.1364/OL.32.001977.
- (31) MONTFORT F. *et al.*, Submicrometer optical tomography by multiple-wavelength digital holographic microscopy, *Appl. Opt.*, 2006, 45, 8209-8217, doi : 10.1364/AO.45.008209.
- (32) KÜHN J. *et al.*, Submicrometer tomography of cells by multiple-wavelength digital holographic microscopy in reflection, *Opt. Lett.*, 2009, 34, 653-655, doi : 10.1364/OL.34.000653.
- (33) ALEXANDROV SA *et al.*, Synthetic Aperture Fourier Holographic Optical Microscopy, *Phys. Rev. Lett.*, 2006, 168102, doi : 10.1103/PhysRevLett.97.168102.
- (34) SARMIS M. *et al.*, High resolution reflection tomographic diffractive microscopy, *J. Mod. Opt.*, 2010, 57, 740-745, doi: 10.1080/09500341003624743.
- (35) MUDRY E. *et al.*, Mirror-assisted tomographic diffractive microscopy with isotropic resolution, *Opt. Lett.*, 2010, 35, 1857-1859, doi:10.1364/OL.35.001857.
- (36) MAIRE G. *et al.*, Experimental Demonstration of Quantitative Imaging beyond Abbe's Limit with Optical Diffraction Tomography, *Phys. Rev. Lett.*, 2009, 102, doi : 10.1103/PhysRevLett.102.213905.
- (37) VAN DEN BERG PM, ABUBAKAR A., Optical microscopy imaging using the contrast source inversion method, *J. Mod. Opt.*, 2010, 57, 756-764 doi : 10.1080/09500340903511711.